

コンピュータサブトラクション法におけるイメージングプレートの吸収スペクトル

著者	小原 春雄, 佐々木 正寿, 梁川 功, 佐々木 清昭
雑誌名	東北大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of College of Medical Sciences, Tohoku University
巻	2
号	1
ページ	17-22
発行年	1993-01-11
URL	http://hdl.handle.net/10097/33541

コンピュータサブトラクション法における イメージングプレートの吸収スペクトル

小原 春雄, 佐々木正寿*, 梁川 功*
佐々木清昭*

東北大学医療技術短期大学部 診療放射線技術学科

*東北大学医学部附属病院

Absorption Spectra of Imaging Plates used in Computed Subtraction Method

Haruo OBARA, Masatoshi SASAKI*, Isao YANAGAWA* and Seisyo SASAKI*

Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences, Tohoku University

**Tohoku University Hospital*

Key Words: X-ray spectra, Imaging plate, One-shot dual energy subtraction,
Two-shot dual energy subtraction, Energy separation

Dual energy subtraction imaging by a single-time x-ray exposure (one-shot) and two-time x-ray exposures (two-shot) can easily be performed by using computed radiography with scanning laser-stimulated luminescence.

Imaging plate, which is a detector corresponding to a pair of screen-film in the conventional radiography.

In the one-shot dual energy subtraction a copper filter is placed between the imaging plates. Because the lower energy part of incident x-ray, which contains main incident photons for the first imaging plate, is cut off by the filter, relatively high energy x-ray are prepared for the second imaging plate. In the two-shot dual energy subtraction two different x-ray photon energies are prepared by switching the x-ray tube voltage. x-ray absorption spectra of imaging plate were measured through one-shot and two-shot dual energy subtraction methods.

A Lithium-drifted silicon detector was used in general diagnostic and mammographic operations under the fluoroscopic condition.

We deduced from the spectra two characteristic quantities; the mean energy and the mean energy separation. Based on the results, discussion is given for the precaution on applying the two methods.

はじめに

デジタル画像処理技術の発展に伴い、複数画像間の演算処理が容易になり、処理技術の効果的な応用として差分（サブトラクション）画像もその一つである。

エネルギーサブトラクションは、エネルギースペクトルの異なる X 線で撮影した像を、異なる重み付けをして画像を合成し、臨床的に有用な差分画像にすることにある。エネルギーサブトラクションの方法には、センサの間にフィルタを挿入し一回曝射によりエネルギー差をつける方法¹⁾²⁾（One-shot dual energy subtraction 法：以下 One-shot 法と略す）とエネルギーを変えて二回曝射する方法³⁾⁴⁾（Two-shot dual energy subtraction 法：以下 Two-shot 法と略す）がある。Computed radiography システムでは、センサとして蓄積機能をもつ輝尽性蛍光体⁵⁾（Imaging plate：以下 IP と略す）が使用される。

今回、基礎実験として半導体（Si(Li)）検出器を用いて、IP による吸収スペクトルを両方法に基づいて測定したので報告する。

測定方法

1. 輝尽性蛍光体

この蛍光体は、X 線などで一次励起したあとレーザー光により二次励起を起こさせると、一次励起に比例した発光を示し、広範囲にわたる X 線量（ $10^0 \sim 10^5$ ）に対して直線性のよい発光を示す。つまり輝尽発光現象を利用したもので二価のユーロピウムイオンをドープしたバリュウムフロロブROMAイド化合物；BaF_x：Eu, $x = \text{Cl, Br, I}$ よりなる。

2. 使用装置

一般診断用 X 線発生装置（単相全波整流方式）およびタングステン（W）ターゲット X 線管（固有濾過 Al 当量 0.6 mm, 付加フィルタ Al 1.2 mm）は、それぞれ東芝 KXO-8 型、東芝 DRX-81A を用いた。また乳房撮影用 X 線発生装置（三相全波整流方式）およびモリブデン（Mo）ターゲット

X 線管（以下 MoX 線管と略す、付加フィルタ Mo 30 μm ：Al 1.5 mm）は、それぞれ TOSHIBA DC-12M, TOSHIBA DRX-1146BMo を用いた。現在の乳房専用装置は、管電圧の条件により付加フィルタ（40 kV 以下：Mo, 40 kV 以上：Al）が、自動的に装着するようになっている。

波高分析器⁶⁾は、NAIG 製の E シリーズを使用し、測定時の幾何学配置は、X 線エネルギー測定指針⁷⁾（日本放射線技術学会：X 線エネルギースペクトル検討班）に基づき配置した。

3. Dual energy subtraction 法

One-shot 法は、同一カセット内に IP を 2 枚（IP1, IP2）入れ、その間に金属フィルタを挿入する。金属フィルタは、全エネルギー成分より低エネルギー成分を吸収し高エネルギー成分に分離する役目をもつ。被写体を透過した X 線は、一層目（IP1）に情報（全エネルギー X 線画像）を与え、情報は蓄積される。次に、金属フィルタ透過後の X 線は、低エネルギー成分が濾過され、高エネルギー成分で二層目（IP2）に情報（高エネルギー X 線画像）を与え、情報は蓄積される。IP1 と IP2 に蓄積された情報の差分より画像を得るという方法である。

一方、Two-shot 法は、X 線エネルギーを変化（管電圧：低圧エネルギー、高圧エネルギー）させて二回曝射により、それぞれのエネルギーに対応する被写体透過後の情報をそれぞれの IP に蓄積し、演算処理により差分画像を得る。

実際に適用する場合、One-shot 法は、体動や臓器の動きによるアーティファクト（Motion artifact）を考慮する必要がないために動きのある臓器を対象としている。これに対し、Two-shot 法は、二回曝射を短時間に行えること、IP を高速に切り換えることが条件となり、Motion artifact による画質の劣化をできるだけ除去するために動きの少ない臓器を対象としている。このことから一般診断用 X 線発生装置では、胸部撮影（呼吸・心拍運動等）を想定に、One-shot 法に基づいて IP の吸収スペクトルを測定した。

一方、乳房撮影は、乳房を圧迫して撮影するた

め、比較的 Motion artifact が少ないと考えられる。乳房撮影用 X 線発生装置では、Two-shot 法に基づいて IP の吸収スペクトルを測定した。

結果および考察

1. One-shot 法に基づいて測定した X 線スペクトル

これから示す X 線スペクトルに対し、半導体 (Si(Li)) 検出器の X 線検出効率補正⁶⁾ および空気の吸収補正⁶⁾を行っている。

90 kV, 1 mA 連続の条件のもとで測定した X 線スペクトルを図 1 に示す。図 1 の 1 は、IP1 への入射 X 線スペクトルであり、2 は IP1 透過後の X 線スペクトルである。IP1 透過後の X 線スペクトルでは、IP の化合物である Ba の K 吸収端⁸⁾ (37.41 keV) の選択吸収により高エネルギー成分がより多く吸収されている。また、Ba 自体フィルターとなり低エネルギー成分を吸収するため連続エネルギースペクトルのピーク値はシフトしている。

入射 X 線および IP 透過後の X 線スペクトルの平均エネルギー

$$E_x = \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) E dE / \int_{E_0}^{E_{\max}} N(E) dE \quad (1)$$

平均エネルギー差

$$\Delta E = E_1 - E_2 \quad (2)$$

を求めた。

入射 X 線および IP 透過後の X 線スペクトルの平均エネルギーはそれぞれ 43.36 keV, 47.18

keV となり、平均エネルギー差は 3.82 keV となった。この数値からもスペクトルのシフトが分かる。また、測定した X 線スペクトルより IP1 への入射光子数に対し透過後の光子数を求め吸収の割合を比較した。Ba の K 吸収端より低いエネルギー領域 (10.40~37.41 keV) では 83.05% 吸収し、高いエネルギー領域 (37.41~90 keV) では 74.90% 吸収する。また全エネルギー領域 (10.40~90 keV) では、78.18% 吸収する。全エネルギー領域の光子数の割合より IP1 を透過する光子数は、入射光子数の 1/4.5 に減少する。また、IP2 への入射 X 線は Cu フィルタ (0.3 mm 厚) 透過後の X 線である。図 2 は、Cu フィルタ透過前後の X 線スペクトルと Cu フィルタの吸収スペクトルを示す。Cu フィルタにより全エネルギー領域で 79.97% 吸収する。IP2 への入射光子数は、Cu フィルタで更に 1/5 に減少し、IP1 への入射光子数と比較するとおおよそ 1/23 に減少する。このように IP2 への入射光子数は、極度に減少する。Cu フィルタ透過前後の X 線スペクトルより求めた平均エネルギーは、それぞれ 47.18 keV, 57.41 keV となり平均エネルギー差は 10.23 keV となった。入射 X 線スペクトルとの平均エネルギー差は 14.05 keV となった。

IP1, Cu フィルタ透過後の IP2 への入射および透過後の X 線スペクトルを図 3 に示す。同様に、Ba の K 吸収端を基準に光子数の割合を比較すると、K 吸収端より低いエネルギー領域では 91.12% 吸収し、高いエネルギー領域では、98.03% 吸収する。また全エネルギー領域では、97.64% 吸収する。

IP1 の光子数の割合と比較すると、高エネル

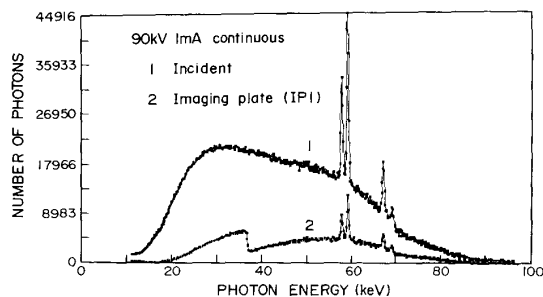


図 1. 透視条件 (90 kV, 1 mA) のもとで測定した入射スペクトルと IP1 透過後のスペクトルの比較

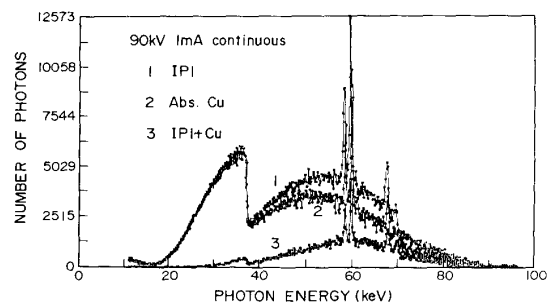


図 2. IP1 及び IP+Cu フィルタ透過後のスペクトルと Cu フィルタの吸収スペクトル

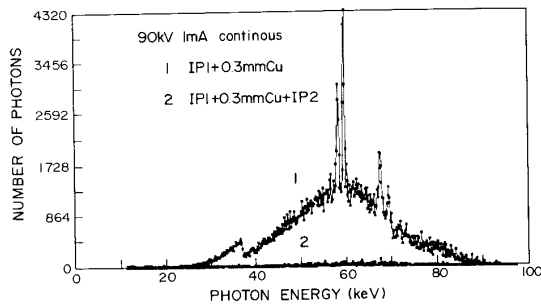


図3. IP1+Cu フィルタ透過後のスペクトルと IP1+Cu フィルタ+IP2 透過後のスペクトルの比較

ギー領域が低エネルギー領域を逆転している。この吸収の比較は、各 IP の入射光子数に対する吸収光子数の割合である。ここで、系統的に比較すると IP1 への入射光子数を 100% としたとき、IP1 では 78.18%, Cu フィルタでは 17.45%, IP2 では 4.26% 吸収する。この過程で吸収されないで IP2 を透過した光子数の割合は、0.11% である。このように IP2 の吸収する割合が小さいため画像処理における入力信号も減少する。このため雑音成分が強調されかねない。また、雑音成分を改善するために、0.11% の割合にあたる光子数を吸収してどの程度改善されるか、Cu フィルタの厚さと共にフィルタの最適化を検討する必要がある。

図4(a)は、図1および図3の測定結果より IP1, IP2 の吸収スペクトルを示した。図4の(b)は形状を比較するために高さが同じになるように示した。低エネルギー領域に大きな差が見られ、Ba の K 吸収端より高いエネルギー部分が図1の形状と反対になっていることが分かる。

各 IP の吸収スペクトルより平均エネルギーを求め、IP1, IP2 の平均エネルギー差を求めた。IP1, IP2 の平均エネルギーは、それぞれ 43.00 keV, 58.30 keV となり、平均エネルギー差は 15.30 keV となった。

今回の基礎実験ではファントムを使用していないので、平均エネルギー差 15.30 keV であるがファントムを使用した場合平均エネルギー差は小さくなり、Cu フィルタとの組合せを検討しなければならない。

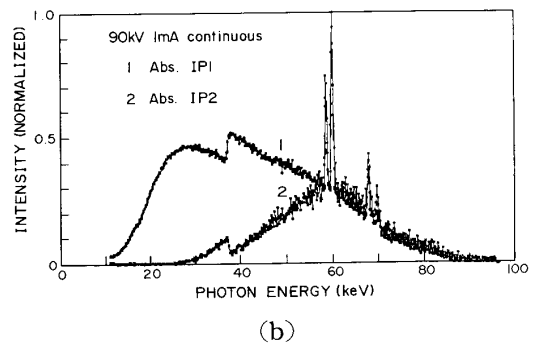
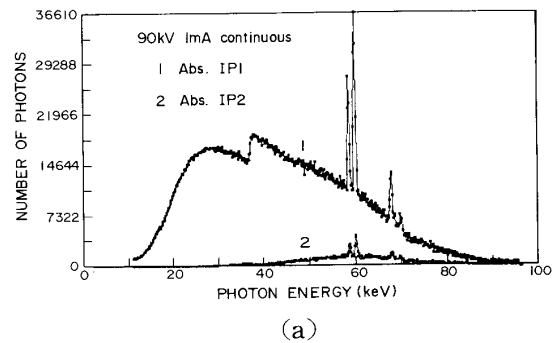


図4. (a) IP1 と IP2 の吸収スペクトルの比較
(b) 形状比較のため高さを揃えたスペクトル

2. Two-shot 法に基づいて測定したスペクトル

26 kV の条件のもとで測定したスペクトルを図5に示す。図5の1は、IP への入射 X 線スペクトルであり、2は透過後の X 線スペクトルである。IP への入射光子数と透過後の光子数の割合を特性 X 線領域 (16.9~20.6 keV) と、この領域を基準に低いエネルギー領域 (8.2~16.9 keV) と高いエネルギー領域 (20.6~26.0 keV) に分けて比較した。低エネルギー領域では 98.18% 吸収し、特性 X 線領域では 47.26%, 高エネルギーでは 36.00% 吸収する。全エネルギー領域に対し 79.05% 吸収する。この測定条件では、Ba の K 吸収端より低いエネルギー領域であり、K 吸収端の選択吸収は起こらない。この測定において、乳房撮影装置の X 線管は MoX 線管に Mo の付加フィルタの組合せにより低エネルギーを吸収し、更に K 吸収端により高いエネルギーを選択吸収し単色に近い X 線にしている。このことから特性 X 線領域の 47.26% の数値が画像コントラストの決定因子となる。入射および IP 透過後のスペクトルの平均エネル

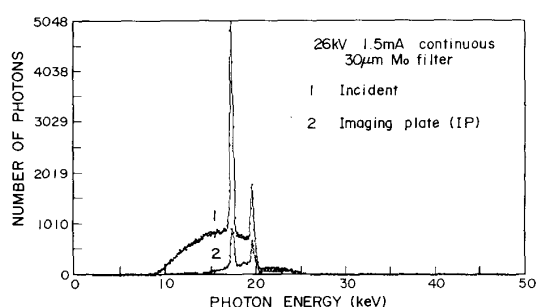


図5. 透視条件 (26 kV, 1.5 mA, Mo フィルタ) のもとで測定した入射スペクトルと IP 透過後のスペクトルの比較

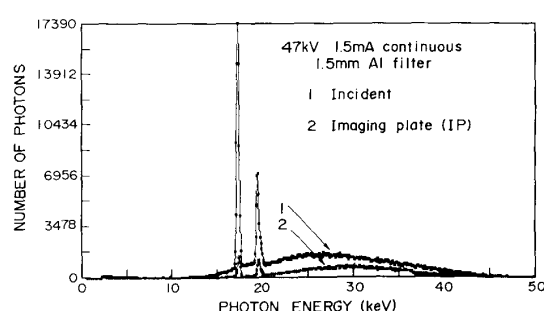


図6. 透視条件 (47 kV, 1.5 mA, Al フィルタ) のもとで測定した入射スペクトルと IP 透過後のスペクトルの比較

ギーは、それぞれ 16.47 keV, 18.47 keV となり、平均エネルギー差は 2.00 keV となった。

次に、47 kV の条件 (Mo フィルタを Al フィルタに交換) のもとで測定した X 線スペクトルを図 6 に示す。Ba の K 吸収端が 90 keV ほど明確ではないが現れているのが分かる。26 kV で測定したスペクトルと同じように特性 X 線領域を基準に低いエネルギー領域と高いエネルギー領域の光子数の割合を比較した。低エネルギー領域では 91.90% 吸収し、特性 X 線領域では 87.76%, 高エネルギー領域では 57.59% 吸収する。全エネルギー領域では 67.61% 吸収する。測定したスペクトルより、IP 透過前後の平均エネルギーはそれぞれ 26.65 keV, 28.78 keV となった。また平均エネルギー差は 2.13 keV となった。26 kV とあまり変わらない数値である。

両条件での IP の吸収を全エネルギー領域で比較すると、それぞれ 79.05% と 67.61% である。このように、One-shot 法とは違い、画像処理における雑音成分の強調は小さいと思われる。また、特性 X 線領域と特性 X 線より高いエネルギー領域を両条件で比較すると、47 kV の方が吸収する割合が多い。しかし、高いエネルギー領域で画質に及ぼす影響を検討しなければならない。

図 7 は、図 5, 図 6 の測定結果より求めた吸収スペクトルである。比較のため高さが同じになるように示している。吸収スペクトルより平均エネルギーを求め、平均エネルギー差を求めた。26 kV, 47 kV での吸収スペクトルの平均エネルギーは、それぞれ 16.00 keV, 24.20 keV となり、平均エネ

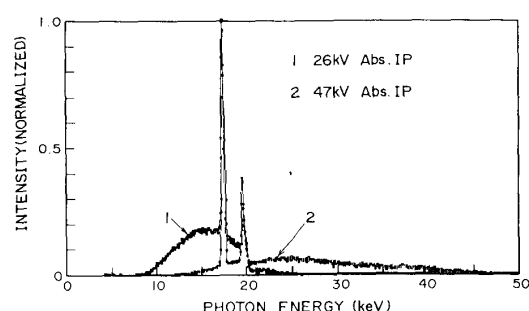


図7. 図5および図6より求めた IP の吸収スペクトルの比較 (比較のため高さを揃えている)

ルギー差は 8.20 keV となった。

通常の乳房単純撮影は、分離すべき組織の X 線吸収係数が小さいため 30 kV 以下の条件を用いており、subtraction 画像では、高圧画像側の電圧値はこれより更に高くする必要がありその設定条件が重要となる。今回の測定では、平均エネルギー差を考え 47 kV で測定したが検討する必要がある。

おわりに

今回の実験では、被写体を用いていないので One-shot 法と Two-shot 法との相反する利点、欠点を証明するに及ばないが IP の吸収スペクトル分布より、Ba の K 吸収端の選択吸収を生かし X 線量子の利用効率を上げるには、IP への入射スペクトルの線質を変え、入射スペクトルのピーク値と K 吸収端と合致させたならば IP の特性を十分に生かせるものと考えられる。One-shot 法は、吸収エネルギー差を利用する方法であるため IP

間に挿入するフィルタ物質固有の吸収で決まる。画質は、X線量、平均エネルギーに依存するのでフィルタの材質および厚さ、管電圧の設定が重要である。しかし、Motion artifactを原理的に考慮する必要ない上、Subtraction画像とともに通常のCR画像も得ることができるので、実際の撮影では被爆軽減につながる重要な意味を持つ。

Two-shot法ではX線エネルギー変化を利用する方法であるためIPの吸収する光子数は比較的多い。今回の基礎実験では26 kV, 47 kVの管電圧を選択したが、実際の乳房撮影では組織間の吸収差が小さいため、むしろ画像コントラストを高める上でBaのK吸収端の選択吸収を受けない電圧に設定した方が良いとも考えられ、このことから高圧撮影条件が重要である。

今後、吸収体を含めた実験を行い、撮影条件、最適フィルタ、信号とノイズ、実際の組織撮影を行ってSubtraction画像の合成技術の検討を今回の実験を手がかりに進めて行きたい。

文 献

- 1) Takeo Ishigaki, Sadayuki Sakuma, Mitsuru Ikeda, et al.: One-Shot Dual-Energy Subtraction Chest Imaging with Computed Radiography: Clinical Evaluation of Film Images, Radiology, **168**, 67-72, 1988
- 2) Takeo Ishigaki, Sadayuki Sakuma, Yoshimi Horikawa, et al.: One-shot Dual-energy subtraction Imaging, Radiology, **161**, 271-273, 1986
- 3) Gray T. Branes, Richard A. Sones, Mike M. Tesic: Detector for Dual-Energy Digital Radiography, Radiology, **156**, 537-540, 1985
- 4) Lehmann LA, Alvarez RE, Macovishi A, et al.: Generalized image combination in dual kVp digital radiography, Medical Physics, **8**, 659-667, 1981
- 5) 宮原諄二, 加藤久豊: 輝尽性蛍光材料を用いたコンピュータドラジオグラフィー, 応用物理, **53**, 884-890, 1984
- 6) 小原春雄, 太田 温, 鈴木正吾, ほか: 診断領域におけるスペクトルの測定, 東北大医短部紀要 **1**, 36-44, 1992
- 7) 高崎克彦, 沢田武司, 寺田 央, ほか: エックス線エネルギースペクトル測定指針, 日本放技会誌, **44**, 1452-1462, 1988
- 8) E. Storm, H.I. Israel: Photon cross section from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100, Nuclear data table **A7**, 565-681, 1970